

研究テーマ インテリジェント FES システム基盤技術の開発
 (上肢多関節系の近似的フィードバック制御方式の開発、筋疲労の
 定量化早期検出に可能にする計測方式の開発)
 インテリジェント F E S / T E S システムの構築
 インテリジェント F E S / T E S システムのための筋疲労情報検
 出

研究者	渡邊高志	東北大学大学院工学研究科	客員研究員
	巖 光文	財団法人みやぎ産業振興機構	研究補助員
	中谷裕教	財団法人みやぎ産業振興機構	研究補助員
	星宮 望	東北大学大学院工学研究科	客員研究員
	寿田一男	工藤電機株式会社	企業出向研究員

1 研究の概要

インテリジェント FES システムの基盤技術を開発するため、以下の 3 点についての研究開発を行った。

- (1) 多チャンネル閉ループ FES 制御手法の開発 (H10~H15 年度)
- (2) フィードバック情報としての筋疲労の検出・評価手法の開発 (H10~H13 年度)
- (3) フィードバック情報への応用のための神経情報の取得方法の開発 (H10~H12 年度)

まず、(1)については、実験用多チャンネル閉ループ FES システムを開発した。また、制御アルゴリズムとして、多関節の多自由度運動を複数の筋を電気刺激して制御する PID 制御器とそのパラメータ決定方法を開発した。制御アルゴリズムは、原理的な有効性は実験的に証明され、基盤技術としては確立できたといえる。本研究では、いくつかの点で実用化を考慮した検討を行ったが、臨床で実用的に使用していくために改善が望まれる。

(2)については、非侵襲的な方法に着目し、誘発筋電図 (M 波) を利用すること、近赤外光により計測する筋内の局所酸素代謝を利用することで、筋疲労を評価する方法を実現可能であることを示した。筋内の局所酸素代謝に関しては、評価パラメータとして、酸素消費速度を推定する方法を提案し、その有効性を示した。これら 2 つの方法で、等尺性条件ではあるが、筋張力の推定に有効になることが示された。M 波に関しては、ダブルパルスに関連する M 波を用いることで、より詳細な筋疲労の評価を行える可能性があることも示された。これらの方法が筋疲労の検出・評価手法の基盤技術になることが期待される。

(3)については、記録電極としてカフ電極を用いることにより、再現性良く安定して神経活動電位を計測できることを確認した。また、複数の神経線維活動から構成されている時系列データから単一神経線維活動を推定する方法や、雑音を多く含んだ記録データから神経活動電位の検出を行う方法を確認した。これらの信号分類手法や信号検出手法については、実験により、また、計算機シミュレーションにより、過去の方法に比べて

有効であることが確認された。すぐに臨床応用することは難しいが、将来の FES 制御に関する基盤技術になると期待される。

2 研究の目標

本研究課題では、インテリジェント FES システムの基盤技術として、閉ループ FES 制御手法、フィードバック情報としての筋疲労を検出・評価する方法、FES 制御へ応用するための神経情報の取得方法に着目した。

閉ループ FES 制御手法の開発においては、多関節の多自由度運動を複数の筋を電気刺激して閉ループ制御する方法の開発が臨床応用上必要である。しかし、1 つの筋は複数の運動に関与していたり、1 つの動作に複数の筋が関与していたり、1 つの動作に複数の運動が関与していたりするので複雑である。単純に言えば、電気刺激と再建動作との間に冗長性があり、ある動作を再建するための筋の電気刺激方法は一意には決まらない。そこで本研究では、冗長性を有する系の多チャンネル閉ループ FES 制御手法を開発することを最終的な目標とした。また、閉ループ制御アルゴリズムの開発を進めるためには、健常被験者での基礎的な実験を行う必要があり、そのためには、表面電極での電気刺激を用いる必要がある。そこで、閉ループ制御機能を有する実験用多チャンネル FES システムを構築することを最初の目標とした。

筋疲労の検出・評価方法については、非侵襲的に情報を検出することが望ましい。そこで、過去の知見から有効性があると考えられる誘発筋電図 (M 波) を利用する方法の利用可能性を明確にするとともに、新たに、近赤外光を利用した筋内の局所酸素代謝計測による方法の筋疲労推定への利用可能性を確認することを最初の目標とし、それらを利用した筋疲労評価指標の導出を目指した。

神経情報の取得方法については、FES 制御に関連するフィードバック情報を末梢神経から取得することを想定した。そのためには、雑音の多い信号から活動電位を検出する方法の開発が必要であり、また、神経束等から計測した信号から神経線維ごとの活動を定量的に推定する方法を開発することが必要であるので、これらの開発を目標とした。

3 実施内容

(1) 多チャンネル閉ループ FES 制御手法の開発

フェーズ

実験用多チャンネル閉ループ FES 制御システムの構築

健常被験者での実験も実施可能とするため、表面電極で電気刺激を与える多チャンネル閉ループ FES システムを構築することとした。刺激システムは、パーソナルコンピュータ、A/D 変換ボード、D/A 変換ボード、市販のアイソレータ (5384、日本 GE マルケットメディカルシステム) を使用し、また、閉ループ制御のためのフィードバック情報の計測センサとして、2 軸ゴニオメータを用いることとした。ここでは Microsoft Windows 上で稼動する汎用型 FES システムとして構築することとし、Microsoft Visual C++ Ver6.0 を採用し、ユーザインターフェイスとともに、Windows 上に制御システムのプログラムの開発を行った。

制御アルゴリズムの開発

冗長性を有する系の多チャンネル閉ループ制御法として、次式で示す多入力多出力 PID 制御アルゴリズムを開発した。

$$S_n = S_{th} + K_P e_n + K_I \sum_{i=0}^n e_i + K_D (e_n - e_{n-1})$$

S_n は時刻 n での刺激強度ベクトル、 S_{th} は制御時の刺激強度の最小値ベクトル、 e_n は時刻 n における誤差ベクトルで、目標角度ベクトル $\theta_n^{(T)}$ 、測定角度ベクトル $\theta_n^{(M)}$ を用いて $e_n = \theta_n^{(T)} - \theta_n^{(M)}$ で表される。 K_P 、 K_I 、 K_D はパラメータ行列である。

行列 K_P 、 K_I 、 K_D の各要素を決定する方法として、簡単化のため、1 入力 1 出力系を対象とした CHR 法 (Chien、Hrones、Reswick により提案された方法) を拡張して用いる方法を考案した。CHR 法は、ステップ応答法を用いたパラメータ調整法の一つで、むだ時間を含む 1 次遅れ特性で制御対象のステップ応答を近似したモデルを用いる。この方法を本システムに適用する際に、各筋のステップ応答を計測し、得られた筋 i のむだ時間と時定数をそれぞれ L_i 、 T_i として、PID 制御器のパラメータ行列 K_P 、 K_I 、 K_D の要素 K_{Pij} 、 K_{Iij} 、 K_{Dij} を次式により求めた。ただし、筋 i が複数の運動方向に関与する場合、 T_i 、 L_i は各運動方向に対して得られるが、簡単化のため、それらの平均値を用いることとした。

$$K_{Pij} = m_{ij}^- \cdot 0.6T_i/L_i, \quad K_{Iij} = m_{ij}^- \cdot 0.6\Delta t/L_i, \quad K_{Dij} = m_{ij}^- \cdot 0.3T_i/\Delta t$$

ここで、 m_{ij}^- は筋の入出力関係を表す行列 M の一般化逆行列 M^- の要素で、 Δt はサンプリング間隔である。CHR 法では、 m_{ij}^- ではなく制御対象の定常ゲイン (出力 / 入力) の逆数を用いるが、本手法では、定常ゲインを筋骨格系の入出力関係をもとに記述することを考えた。すなわち、筋・骨格系の出力を角度ベクトル Θ とし、入力を刺激強度ベクトル S とすると、任意の関数を用いて次式で表すことができる。

$$\Theta = F(S)$$

上式は、ある関節角度のときの微小変化を考えると次式になる。

$$\Delta\Theta = M\Delta S$$

ここで M はヤコビ行列であり、その要素は定数ではなく、刺激強度の関数になる。ここで、複数筋への刺激強度の微小変化による関節角度の微小変化を、個々の筋を単独に電気刺激した場合の応答の線形加算で表し、かつ、各筋について、非線形な入出力特性を線形近似することによって、 M を定数行列として近似的に扱うことが可能になる。そこで、各筋を個別に電気刺激して入出力特性を計測し、それを刺激最小値と最大値との間で直線近似して直線の傾きを求め、行列 M の要素とした。これにより、定常ゲインの逆数を行列 M の逆行列により近似的に求めることとしたが、制御対象は冗長性を有するため、行列 M は正方行列とはならず、逆行列 M^{-1} は存在しない。そこで、一般化逆行列 M^- を用いることとした。また、一般化逆行列は複数存在するので、本研究では、ノルム最小条件と符号の制約を用いて、Wolfe のアルゴリズムを適用した後、シンプレックス法を用いて M^- を求めた。

ここでの制御アルゴリズムを評価するため、冗長性を有する系として手関節の 2 自由度運動を 4 筋で電気刺激して制御する対象を採用した。被刺激筋は、橈側手根伸筋

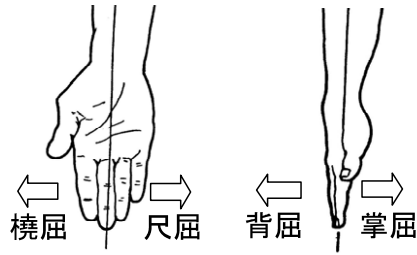


図 3-1 実験で対象とした手関節 2 自由度運動

表 3-1 被刺激筋と運動との関係 (× は、動作の補助を表す)

	橈側手根伸筋 (ECR)	尺側手根伸筋 (ECU)	橈側手根屈筋 (FCR)	尺側手根屈筋 (FCU)
手関節の橈屈		×		×
手関節の尺屈	×		×	
手関節の背屈			×	×
手関節の掌屈	×	×		
前腕の回内	×	×		×
肘関節屈曲	×	×		

群 (ECRL/ECRB)、尺側手根伸筋 (ECU)、橈側手根屈筋 (FCR)、尺側手根屈筋 (FCU) の 4 筋とした。制御対象とした動作を図 3-1 に、これらの動作と被刺激筋との関係を表 3-1 に示す。実験では、前述の (1) で構築した実験用システムを使用し、健常被験者 5 名で制御を行った。まず、前腕を鉛直下方に向けた姿勢で、各筋のランプ刺激応答を計測して刺激強度 - 関節角度関係を測定した。この結果をもとに、制御を行う際の刺激最小値と最大値を決定し、その間を最小二乗法により直線近似した。この直線の傾きを行列 M の要素とし、すべての筋について求めた後、一般化逆行列 M を求めた。次に、各筋のステップ応答を計測し、むだ時間及び時定数を測定して、上記の制御器のパラメータを決定した。

動作を閉ループ FES 制御する際には、目標軌道と 2 軸ゴニオメータ (M110、Penny & Guiles) からの橈尺屈角度と掌背屈角度 (サンプル周波数 20Hz) をもとにパーソナルコンピュータで各筋への刺激電流振幅を計算し、パルス周波数 20Hz、パルス幅 0.2ms の刺激パルスとして、アイソレータを介し表面電極 (F-150M、日本光電工業) で双極刺激を行った。追従制御実験は、前腕を鉛直下方に向けた場合と、地面に対して水平方向 (90deg 回内位) に向けた場合の 2 通りの姿勢で行った。目標軌道は、掌背屈と橈尺屈の 2 つの関節角度により構成される平面 (関節角度平面) 上での軌跡が、円軌道 (周期 10s、5s、3s)、四角軌道の場合について行った。このとき、目標軌道上の始点への誘導を行うための時間 (5s) を設けた。

フェーズ

実験用多チャンネル閉ループ FES システムの改良

本研究で最初に構築した実験用閉ループ FES 制御システムでは、ゴニオメータにより関節角度の計測を行っているため、多自由度運動に関与する関節では、すべての運

動を計測することが困難になる。また、複数関節の運動を制御する場合、異なる関節間の運動が相互に影響を及ぼすことも予想される。例えば、ゴニオメータを利用する場合には、回内・回外を同時に計測することが困難であること、回内・回外動作が手関節の掌背屈、橈尺屈角度の計測に影響を及ぼす可能性があることといった問題があると考えられた。したがって、本システムを複数関節、複数運動の場合に拡張することを考えると、ゴニオメータに代わるセンサの検討、他の関節の運動による制御への影響の検討が必要である。そこで、磁気式の3次元位置角度センサ（FASTRAK, Polhemus）を用いて、上肢の運動計測システムを構築し、それを利用した閉ループFESシステムを構築した。まず、FATRAKのレシーバを手、前腕、上腕、及び肩に装着することによって、上肢の手・肘・肩関節の運動を計測するシステムを構築した。次に、この計測システムを利用した閉ループ制御システムを構築するために、新たに刺激パルスモジュレータを製作した。

製作した計測システム及びパルスモジュレータを利用し、閉ループFES制御の実験を行った。制御対象の上肢を鉛直下向きにした場合（健常被験者4名）、肘関節を90度屈曲し前腕を水平方向にした場合及び上肢を伸展位で水平方向にした場合（健常被験者1名）で追従制御実験を行った。また、外乱を印加した場合の補償についても実験を行った（健常被験者2名）。

さらに、新たに製作した8チャンネルのアイソレータ（特注、システム計測）を使用する際に必要となる刺激テストプログラムの作成と、これまでの閉ループFES制御システムをこのアイソレータに適用するための制御プログラムの修正を行った。

閉ループFES制御器の麻痺患者への適用の検討

片麻痺患者1名で、健常被験者で行ってきた実験と同様の閉ループ制御実験を行い、これまでに開発してきた多チャンネル閉ループ制御手法の臨床適用の可能性を検討した。無負荷での手関節2自由度運動の表面電極による4筋刺激による閉ループ制御である。

実験は、前述の（1）で開発した改良後の実験用多チャンネル閉ループFESシステムを用いたが、市販のアイソレータを使用した。

閉ループFES制御器のパラメータ決定法の改良

イ PID制御の有効性の検討

筋骨格系を制御する場合について、動作速度が遅い場合にはPI制御で十分であるという意見がある。そこで、これまでのPID制御に加え、P制御、PI制御を行った場合について検討し、制御器の基本能力を比較した。目標動作は、関節角度の一定保持と円軌道の追従制御（周期10s）とし、健常被験者2名で実験を行った。

実験は、前述の（1）で開発した改良後の実験用多チャンネル閉ループFESシステムを用いたが、市販のアイソレータを使用した。

ロ リアルタイムパラメータ決定方法の検討

(イ) ステップ応答によるパラメータ

PID制御器のパラメータを決定する際に、ステップ応答により計測した各筋のむだ時間、時定数を利用する。しかし、筋の電気刺激応答において、ステップ応答は刺激強度によって異なることが考えられる。そこで、複数の刺激電流値でステップ応答を計測して複数の組のパラメータを求め、現在の刺激電流値をもとに

それらのパラメータを切り替えて制御する方法を健常被験者1名で検討した。刺激電流値の最小値と最大値の間を0～100%で規格化し、規格化刺激振幅値の25%、50%、75%に相当する電流振幅値でステップ応答を計測し、PID制御器のパラメータを求めた。規格化刺激電流値を0～100%の間で3等分し、各振幅レベルに先の3つのパラメータを対応させた。そして、閉ループ制御中の刺激電流値をもとに、3つの刺激レベルでPID制御器のパラメータを切り替えて使用した。

本手法の評価は、上肢を鉛直下方にした状態での手関節2自由度運動の追従制御で行った。また、同一の目標軌道に対して、それぞれ3つのパラメータを固定した場合の制御も行った。実験は、前述の(1)で開発した改良後の実験用多チャンネル閉ループFESシステムを用いたが、市販のアイソレータを使用した。

(D) ランプ応答によるパラメータ

i) 最初に考案した閉ループ制御手法では、制御の際の刺激最小値と最大値との間で各筋のランプ応答特性を直線近似し、その傾きを要素とする行列の一般化逆行列を利用して閉ループ制御器のパラメータを決定している。この方法では、刺激最小値と最大値の違いにより近似直線が異なり、また、近似が不適切な場合には、制御される関節角度の振動が生じる場合がある。閉ループFES制御における不適切な応答を除去し、かつ、制御器パラメータの試行錯誤的な調整を不要とすることは、閉ループFES制御を臨床応用する上で重要な課題である。

そこで、最初に、ランプ応答の近似直線を、制御中の各時刻での刺激電流値をもとにリアルタイムに変更する方法を検討した。ランプ応答の非線形性を考慮し、現在の刺激強度を中心として、 $\pm 1\text{mA}$ の範囲または $\pm 3\text{mA}$ の範囲でランプ応答の近似直線を求め、それらから一般化逆行列をリアルタイムで計算する方法を検討した。このとき、1回あたりの刺激強度の調整量は、近似を行った範囲以内に制限した。健常被験者において、これまでの方法と、新しく考案した方法で制御器パラメータを決定した場合の制御結果の比較検討を行った。実験は、前述の(1)で開発した改良後の実験用多チャンネル閉ループFESシステムを用いたが、市販のアイソレータを使用した。

ii) 上記i)のリアルタイムパラメータ決定法では、ランプ応答の傾きが急峻な部分で制御器のゲインが小さくなる場合があること、刺激強度の調整量をランプ応答を直線近似する範囲内に制限したことから、制御における遅れやオーバーシュートが生じやすいといった問題があると考えられた。また、ランプ応答では、刺激強度を増加させて計測した上昇ランプ応答と刺激強度を減少させて計測した下降ランプ応答から求めた刺激強度-関節角度関係が一般に異なることが知られており、下降ランプ応答の方が、刺激強度-関節角度特性において角度変化が飽和する刺激強度が小さくなる傾向がある。そこで、刺激強度を最小値から最大値へ増加させた場合と、最大値から最小値へ減少させた場合の応答について、刺激強度の変化速度を変えて計測し、それらの応答特性の差異を確認する実験を行った。

また、リアルタイムパラメータ決定法において下降ランプ応答を用いることで、刺激強度が大きい時の制御器のゲインを大きくすることができ、これまで

のリアルタイムパラメータ決定法でみられた応答の遅れを改善する可能性があると考えられるので、下降ランプ応答を用いたリアルタイムパラメータ決定法を適用した場合の閉ループ FES 制御器の制御能力について検討した。

実験システムは、前述の(1)で開発した改良後の実験用多チャンネル閉ループ FES システムで、新しく製作した 8 チャンネルのアイソレータを使用した。刺激電極は Ag-AgCl 表面電極 (F-150M、日本光電) を用い、被刺激筋は橈側手根伸筋群 (ECR)、尺側手根伸筋 (ECU)、橈側手根屈筋 (FCR)、尺側手根屈筋 (FCU) の 4 筋とした。実験は、健常男性被験者 2 名で行った。制御時の姿勢は前腕を鉛直下向きにし、掌背屈角度、橈尺屈角度を座標軸とする平面内での円軌道 (周期 10s、3s、半径 15deg) を目標軌道とする追従制御を行った。各目標軌道について、以下に示す 3 つのパラメータ決定法 I、II、III をランダムな順に適用し、これを 3 回行った。方法 I は、刺激最小値と最大値間で直線近似を行い、パラメータを微調整して固定した。方法 II はリアルタイムパラメータ調整法で、現在の刺激強度 S_n を中心として、 $S_n \pm \Delta S$ の範囲での直線近似により m_{ij} を決定した。これらの方法 I、II では、いずれも刺激強度を増加させて計測した上昇ランプ応答を用いた。これらに対し、方法 III では、刺激強度を減少させて計測する下降ランプ応答を用いたリアルタイムパラメータ調整法とした。ただし、制御器パラメータを求めるためのランプ応答、ステップ応答は制御実験の初めに測定したものを全ての制御に用いた。また、リアルタイムパラメータ決定における ΔS は被験者 S で 4V、被験者 M で 8V を使用した。制御の評価方法では、手関節角度を手先位置に換算し、平均誤差 err と速度の標準偏差 SDv を求めた。

片麻痺者の歩行再建を対象とする下肢の閉ループ FES 制御手法の検討

下肢の動作を FES により閉ループ制御する際には、下肢の各部の慣性が大きく影響することから、関節角度軌跡を追従するような制御は難しいと考えられる。一方、歩行の場合には、遊脚期に床と足との間隔を十分に確保することや、遊脚期の終了付近では膝を伸展させることなど、重要な点がいくつかある。そこで、関節角度軌跡を追従する連続時間的な閉ループ制御ではなく、一歩ごとに重要な点での誤差をフィードバックし、次のステップでの刺激量を修正する手法 (cycle-to-cycle 制御) を検討することとした。まず、制御の目標値を決定すること及び筋活動と動作軌跡との対応を調べることを目的として、平地歩行、階段上り、階段下りといった異なる歩行種類での、歩行中の関節角度、及び筋電図の同時計測を健常被験者で行った。

(2) フィードバック情報としての筋疲労の検出・評価手法の開発

フェーズ

誘発筋電図 (M 波) と筋内局所酸素代謝の利用に関する基礎検討

非侵襲的に筋疲労を検出・評価する方法として、誘発筋電図 (M 波) を利用する方法と近赤外光を利用した筋内の局所酸素代謝計測による方法の利用可能性を最初に検討した。

健常被験者 (男性 2 名) で、等尺性条件下において、右外側広筋を電気刺激し、発生した筋張力を足関節の近位側に装着した張力センサで計測し、また、筋内の局

所的な酸素代謝を表す酸素化率を被刺激筋の遠位部で近赤外線酸素モニタ(OM-200、島津製作所)により同時に計測した。酸素化率は、総ヘモグロビン量に対する酸素化ヘモグロビン量で定義される。実際に酸素モニタで計測されるのは、酸素化ヘモグロビン量と脱酸素化ヘモグロビン量である。与えた電気刺激は、周波数 20Hz、パルス幅 0.3msec、被験者の耐え得る刺激振幅とし、刺激時間は 10 分とした。また、随意に最大筋張力を発生させ、同様の測定を行った。そして、測定した結果から、電気刺激により発生させた筋張力との相関の有無について検討した。誘発筋電図(M波)についても、上記と同様の計測を行い、相関の有無について検討した。さらに、M波と筋内の局所酸素代謝との同時計測も検討した。

酸素消費速度の導出とその利用に関する検討

近赤外光により実験的に計測される筋内の局所的酸素代謝の情報は、酸素化ヘモグロビン量、脱酸素化ヘモグロビン量であり、それらの総和である総ヘモグロビン量が血液量に相当する。一般に利用される指標である酸素化率は、酸素モニタで容易に計測され、総ヘモグロビン量に対する酸素化ヘモグロビン量の割合で表される。酸素化率を用いることの有効性は、上記(1)の検討により確認されたが、筋収縮による血液量の変化に伴いヘモグロビン量が変化するので、筋収縮に伴う血流量の変化から何らかの影響を受けることが問題とされた。また、酸素化率は応答の時間遅れが大きく、刺激強度が可変の場合には追従できないといった問題もあった。そこで、筋収縮に伴う血液量の変化に影響を受けないような評価を行うために、筋内の局所的な酸素消費量に関連した指標の導出を検討した。すなわち、筋組織中の酸素化率ではなく、実際に筋が消費する酸素消費量に関連した指標の導入を検討した。それを酸素消費速度(v_{con})として明確に定義し、生理学的知見に基づいてその推定法を誘導した。以下に、酸素化ヘモグロビン量、脱酸素化ヘモグロビン量から酸素消費速度(v_{con})を求める方法を述べる。

図 3-2 に、近赤外光を利用した計測装置など(ここでは、酸素モニタ)の計測範囲内における酸素化ヘモグロビンの動態を模式的に示す。時刻 t での計測範囲内の酸素化ヘモグロビン量を $O_{xy}(t)$ とし、計測範囲への酸素化ヘモグロビン流入速度を $v_{oi}(t)$ 、計測範囲からの酸素化ヘモグロビン流出速度を $v_{oo}(t)$ とすると、酸素化ヘモグロビン消費速度 $v_{oc}(t)$ は次式で表される。

$$v_{oc}(t) = v_{oi}(t) - v_{oo}(t) - \frac{d}{dt}O_{xy}(t) \quad (3-1)$$

$\frac{d}{dt}O_{xy}(t)$ は単位時間あたりの酸素化ヘモグロビン量の変化量であり、計測する酸素化ヘモグロビン量の時間変化により近似する。また、 $v_{oi}(t)$ 、 $v_{oo}(t)$ を次式により推定する。

$$voi(t) = FlowIN(t) \times SdO_2IN(t) \quad (3-2)$$

$$voo(t) = FlowOUT(t) \times SdO_2OUT(t) \quad (3-3)$$

$FlowIN(t)$ 、 $FlowOUT(t)$ は、時刻 t での流入、流出する総ヘモグロビン流速であり、 $SdO_2IN(t)$ 、 $SdO_2OUT(t)$ は計測範囲での流入、流出するヘモグロビンの酸素化率である。一般に、時刻 t での酸素化率 $SdO_2(t)$ は、次式で求められる。

$$SdO_2(t) = \frac{Oxy(t)}{Oxy(t) + dOxy(t)} \times 100 \quad (\%)$$

$dOxy(t)$ は脱酸素化ヘモグロビン量である。

$SdO_2OUT(t)$ は、各時刻での計測範囲内の酸素化率 $SdO_2(t)$ に等しいとする。また $SdO_2IN(t)$ は、次式で表される。

$$\begin{cases} SdO_2IN(t) = SdO_2(0) + \Delta SdO_2 \times \frac{t}{T_s} & (t \leq T_s) \\ SdO_2IN(t) = SdO_2(0) + \Delta SdO_2 & (t > T_s) \end{cases} \quad (3-4)$$

T_s は、安静時の酸素化率が筋収縮により変化してから一定値になるまでの刺激開始からの経過時間であり、 ΔSdO_2 は刺激開始から時間 T_s までの SdO_2 の変化分である。

$FlowIN(t)$ 、 $FlowOUT(t)$ は、総ヘモグロビン量 (Ttl) の時間変化から次式により求める。

$$FlowIN(t) = B + \frac{1}{2} \times \frac{d}{dt} Ttl(t) \quad (3-5)$$

$$FlowOUT(t) = B - \frac{1}{2} \times \frac{d}{dt} Ttl(t) \quad (3-6)$$

B の値は、一定時間刺激を加えた後、刺激を止めた場合の酸素化ヘモグロビンの変化量から決定される。つまり、刺激終了後は筋の活動がなく $voc(t)=0$ となり、計測範囲内の酸素化ヘモグロビン量の時間変化は流入、流出する酸素化ヘモグロビン量によるのみ影響を受けるとすると、(3-1)式から次式が得られる。

$$\frac{d}{dt} Oxy(t) = voi(t) - voo(t)$$

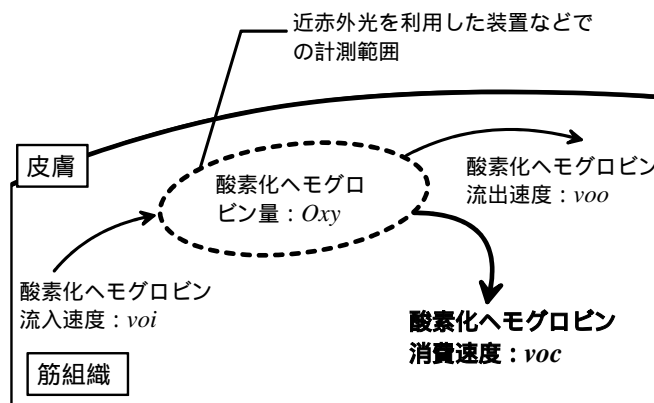


図 3-2 近赤外光を利用した装置などにより計測される範囲内の酸素化ヘモグロビンの動態の模式図

上式に(3-2)～(3-6)式を代入して $\frac{d}{dt}O_{xy}(t)$ を求める。そして、近赤外光を利用した装置

などにより測定した $O_{xy}(t)$ の値から $\frac{d}{dt}O_{xy}(t)$ を求め、それらの差が最小になるように

(3-5)、(3-6)式の B の値を決定する。

以上により酸素化ヘモグロビン消費速度 $voc(t)$ は次式となる。

$$voc(t) = \left(B + \frac{1}{2} \frac{d}{dt} Ttl(t) \right) SdO_2 IN(t) - \left(B - \frac{1}{2} \frac{d}{dt} Ttl(t) \right) SdO_2(t) - \frac{d}{dt} O_{xy}(t)$$

$$\begin{cases} SdO_2 IN(t) = SdO_2(0) + \Delta SdO_2 \times \frac{t}{100} & (t \leq T_s) \\ SdO_2 IN(t) = SdO_2(0) + \Delta SdO_2 & (t > T_s) \end{cases}$$

ここで、一般的な環境下で、ヘモグロビン 1g は 1.34ml の酸素を結合することを考慮すると、次式により酸素消費速度 $vcon(t)$ が算出される。

$$vcon(t) = 1.34 \times voc(t)$$

健常被験者(23歳・男性)で、電気刺激中の酸素化率、酸素消費速度を発生トルクと共に等尺性条件下で計測し、酸素消費速度の利用についての有効性を調べた。実験では、健常被験者を計測用椅子(GT-30、OG技研)に固定し、右外側広筋に対して表面電極で電気刺激した。刺激振幅は、最大振幅値までの台形波、三角波、正弦波を組み合わせたものを用いた。局所酸素代謝は、刺激部位の末梢側で酸素モニタ(OM-200、島津製作所)を用いて計測した。また、足関節の上部でセンサ(CPUゲージ9505A、アイコーエンジニアリング)により発生筋トルクを測定した。刺激周波数は20Hzとしたが、パルス幅は0.3msとした。

誘発筋電図(M波)、酸素化率、酸素消費速度による筋疲労評価の検討

イ 筋張力の推定

ここでは、M波、酸素化率、酸素消費速度の各指標を比較し、筋の疲労度の定量的評価への利用を検討した。本研究では、筋の疲労度を筋張力の低下と考え、これらの指標で筋の発生張力を推定する可能性について、実験的に検討した。

実験では、誘発筋電図(M波)、酸素化率、酸素消費速度、および、足関節の上部での発生筋トルクを同時に測定した。健常被験者4名(22～23歳・男性)を計測用椅子に固定し、右外側広筋に対して表面電極で約600sの長時間一定の電気刺激を行った場合、約60sの比較的短時間の電気刺激を10s間隔で5回繰り返し与えた場合の2通りについて、等尺性条件下で同時に計測した。M波、局所酸素代謝は、刺激部位の末梢側で自作の筋電図用差動増幅器、酸素モニタを用いて各々計測した。刺激振幅は最大筋張力を発生する振幅または被験者の耐え得る最大値とした。このとき、0.5s周期で追加のパルスを挿入し、刺激パルス列の一部をダブルパルスとした。ダブルパルスのパルス間隔は、3、5、8、15msとした。

ロ ダブルパルスによる筋疲労評価

ダブルパルスに関連した M 波について、筋疲労を定量的に評価するための指標の導出について検討を行った。一連の刺激パルス列にパルス間隔の異なる複数種類のダブルパルスを設定し、ダブルパルスの第 2 パルスによる M 波振幅を利用した評価指標の導出を検討した。追加パルスを含む刺激パルス列の一例を図 3-3 に示す。追加パルスは、ダブルパルスのパルス間隔 (IPI) が 2~15ms 程度の範囲になるように挿入され、一連の刺激パルス列には、3~4 種類の IPI を用いる。

実験は、健常男性 4 名で、表面電極による右外側広筋への定電流刺激により発生したトルク及び M 波を等尺性条件下で計測した。電気刺激は、図 3-3 に示したように、周波数 20Hz、パルス幅 0.3ms の刺激パルス列に一定の周期 ($T_d=0.5s$) で追加パルスを挿入し、刺激パルス列の一部をダブルパルスとした。刺激パルス列に含めたダブルパルスのパルス間隔 (IPI) は、3ms、5ms、10ms の 3 種類、またはそれらに 2ms を加えた 4 種類のいずれかの組を用いた。刺激振幅は張力が最大になる値、または被験者が耐え得る最大値までランプ状に増加させ、その後その値を保持した。

その他の筋疲労評価パラメータの検討

イ ダブルパルスによる M 波のパラメータ

筋疲労が起こると、M 波の伝導速度の低下が生じると予想される。そこで、対象とする筋の異なる位置で M 波を同時に計測し、一定電気刺激中の等尺性条件下でのトルクの変化と比較検討する。伝導速度を計測するためには、2 ヶ所以上での筋電図の同時計測が必要である。そこで、伝導速度を検出可能な電極間距離、電極位置を調べるために、同時に記録できるチャンネル数を 3 とし、刺激パルスによるアーチファクトの除去機能を有する多チャンネルの筋電図用差動増幅器の製作を行った。

実験では、健常男性 3 名に対して各 1 回の測定を行った。膝関節角度を 90deg とし、上下肢及び体幹を筋力測定器 (GT-30、OG 技研) により固定し、Ag-AgCl 表面電極 (F150、日本光電工業) により外側広筋を被験者が耐えうる最大電流で刺激して、等尺性条件下での筋力及び 3 チャンネルの誘発筋電図 (M 波) をそれぞれ張力センサ (CPU ゲージ 9505A、アイコーエンジニアリング)、Ag-AgCl 表面電極 (45352V、

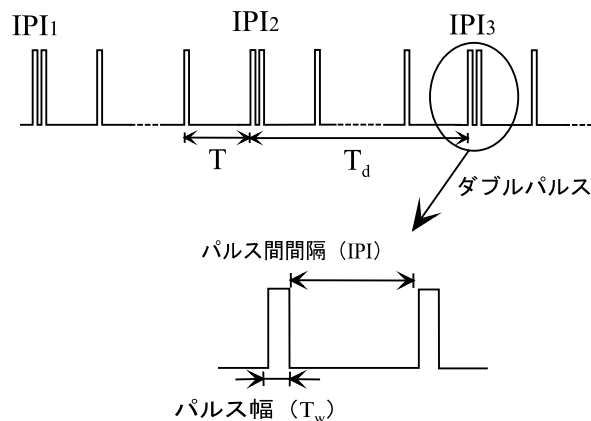


図 3-3 追加パルスによるダブルパルスを含む刺激パルス列の例。T は刺激周期、 T_d は追加パルスを挿入する間隔である。IPI₁、IPI₂、IPI₃ は異なる IPI を示す。

日本 GE マルケットメディカルシステム)と製作した筋電図用差動増幅器(増幅率400倍)で計測した。これをサンプリング周波数5kHzでパーソナルコンピュータに取り込み、解析した。加えた刺激パルス列は、パーソナルコンピュータを用いて作成し、アイソレータ(5384、日本 GE マルケットメディカルシステム)を通して与えた。刺激周波数は20Hzで、パルス幅が0.3msであり、10回に1回の割合で追加パルスを加えたダブルパルスを含む。ダブルパルスのパルス間隔は、4ms、15ms、5ms、8msの順に繰り返した。刺激時間は、最大10分とした。

ここでの実験結果から、ダブルパルスにより誘発されたM波と、その直前の刺激パルスにより誘発されたM波との波形同士の引き算により第2パルスによるM波を求めた。得られたM波について、潜時(La)、振幅のピークピーク値(V_{pp})、立ち上がりの傾き(Gr)、伝導速度(V_c)、正のピークと負のピークの時間差(T_{pp})を算出した。GrはM波の開始時刻と正のピーク点を結ぶ直線の傾きから求め、V_cは異なるチャンネルの正のピーク点の時間差から求めた。これまでの知見によると、潜時は速筋線維が短く、遅筋線維が長い傾向があること、伝導速度は速筋線維が大きく、遅筋線維は小さいことがいわれている。

ロ ダブルパルスの利用のための基礎検討

- (イ) ダブルパルスのパルス間隔(PI)と筋線維の種類との関係を調べるために、2つの実験を健常被験者1名に対して各1回行った。第1は、筋疲労発生刺激の前後に、刺激電流を30秒間で0~50mAまで線形に増加させながらM波を計測した。筋疲労発生刺激は、被験者の耐え得る最大の刺激電流で200秒間定電流刺激を行うものである。第2は、筋疲労発生刺激の前後に、異なる刺激電流値(30、35、40、45、50mA)でダブルパルスを含む定電流刺激を30秒間行い、ダブルパルスによるM波の特徴量の変化を調べた。刺激パルスの幅及び周波数は、いずれも0.3ms、20Hzとした。
- (ロ) 活動する筋線維の種類と不応期との関係を調べるために、刺激周期を1秒として、2秒に1回の割合でダブルパルスを与えた。ダブルパルスのパルス間隔(IPI)は2、3、4、5、8、10、12、15、17、20msとしてランダムに与え、刺激電流値はM波の計測が可能な最小電流値と被験者が耐え得る最大電流値の2種類とした。被験者は健常男性3名で、外側広筋を定電流刺激した。
- (ハ) 筋疲労評価法を確立するために、M波から抽出したパラメータについて、一定振幅での電気刺激中の筋疲労に伴う筋張力変化と比較した。検討したパラメータは、振幅値、正と負のピークの時間間隔、平均周波数、瞬時周波数である。

また、筋疲労の評価指標として筋張力を採用し、長時間一定振幅での電気刺激による筋張力を、同時に計測したM波振幅値から推定する方法について検討した。すなわち、得られた筋張力をダブルパルスによるM波のV_{pp}により(3-7)式で近似した。また、比較のために単一パルスのM波振幅のみでも近似した

((3-8)式)。

$$\hat{F}_{V_{2pp}} = k_3 V_{3pp} + k_{5_3} V_{5_3pp} + k_{8_5} V_{8_5pp} + k_{15_8} V_{15_8pp} + k_{s_15} V_{s_15pp} \quad (3-7)$$

$$\hat{F}_{V_{pp}} = k_s V_s \quad (3-8)$$

V_{3pp} は IPI が 3ms による M 波、第 2 項以下は 1 段階 IPI の大きいものによる M 波との差から求めた振幅値である。例えば V_{5_3pp} は IPI が 5ms による M 波波形から IPI が 3ms による M 波波形を減算して求めた M 波の振幅値である。各振幅の係数は筋張力との重回帰分析により誤差が最小となるよう最小 2 乗法により決定した。なお近似区間は FES 制御が可能である筋張力を対象とし、最大張力の 50% まで減少する時刻までとした。

刺激振幅は、最初の 10 秒間で被験者が耐えうる最大強度の電流値または 50mA までランプ状に増加させ、その後 590 秒間一定として刺激を行った (刺激周波数 20Hz、パルス幅 0.3ms)。被験者は健常男性 3 名 (21~24 歳) とし、被験筋は外側広筋とした。IPI の異なる 4 種類のダブルパルスと単一パルス 10 個に 1 個の割合で与えた。用いた IPI は 3、15、5、8ms で、その順に繰り返し与えた。計測は 1 日に 1 回とし、計 3 回行った。

(3) フィードバック情報への応用のための神経情報の取得方法の開発 フェーズ

神経活動電位の計測と個々の神経線維活動の定量的推定方法の検討

イ 基礎実験

本研究では、末梢神経から計測した活動電位群を、統計学的手法により、客観的、かつ自動的に、分類する方法を検討した。分類法は、最初にクラスタ分析により分類するグループの候補を絞り、次に、擬似 F 統計量に基づく従来の評価関数を修正したものを用いて、波形間の変動の大きさに着目して最適と思われるグループを探すことを行った。

この方法の定量的な実験的評価を行うため、家兔の坐骨神経に記録用カフ電極を装着し、総腓骨神経に装着したカフ電極で電気刺激を与え、神経活動電位を計測した。このとき、与えた電気刺激の強度を 10 段階に変化させた。ここで計測された信号を、上記の方法で分類することを行った。

次に、脛骨神経にカフ電極を装着し、足指関節の屈曲・伸展を行った場合の神経活動電位を計測し、同様の手法により分類を行った。

ロ 求心性信号の計測と推定に関する検討

- i) 遠心性信号と求心性信号を識別する目的で、2 個のカフ電極を 1cm 間隔で家兔の脛骨神経に装着し、足指の角度変化を与えた時の信号を計測した。そして、2 つの電極から計測される神経活動電位の対応付けについて検討した。
- ii) カフ電極を用いた場合、反射に起因すると思われる遠心性神経の活動電位が

計測されると、求心性神経の活動電位を明確に検出することは困難であると考えられる。そこで、最初に外部からの機械的刺激に対する神経活動電位の計測を行ったあと、神経の電極装着部位の中枢側を切断して、機械的刺激により発生した神経活動電位の計測をカフ電極により行った。さらに、カフ電極と神経束内電極（ワイヤ電極）を用いて、機械的な刺激を与え、皮膚感覚に関連する神経活動電位、及び筋紡錘からの神経線維の活動電位を神経線維束の内外から2種類の電極で同時計測することを試みた。このとき、ワイヤ電極刺入により神経線維に与えられた損傷がカフ電極で計測する信号に影響を与えないように、切断した神経の末梢部のうち、カフ電極の近位側にワイヤ電極を刺入した。実験は家兎で行い、外部から与える機械的刺激は、足指の伸展刺激、足底の接触及び圧迫刺激とした。

計測した神経活動電位の時系列データから個々の神経線維活動を推定するために、記録波形の差異に基づいて神経活動電位の分類を行った。各波形間の類似度をユークリッド距離により定義し、グループ間およびグループ内の波形のばらつきに基づいて設定した評価関数を用いて実際に分類を行うグループを決定する。この時考えられる全てのグループについて評価関数の値を求めるのは困難であるから、階層的クラスタ分析の手法を用いて分類を行うグループの候補を予め絞り込んだ。

雑音の多い信号から活動電位を検出する方法の検討

信号が周囲の生体組織などのために大きく減衰している場合は、神経活動電位の波形が雑音の中に埋もれてしまう。そこで、離散フーリエ変換の手法を用いて神経活動電位の波形に対応する周波数成分の強調を行い、それ以外の周波数成分を除去するといった方法を検討した。

計算機シミュレーションによる提案手法の評価

末梢神経のモデルを作成し、提案した解析手法の有効性を計算機シミュレーションを用いて評価した。梢神経のモデルは神経束の中に神経活動電位が伝導している有髄神経線維が一本だけ存在しているものとした。膜電位変化は FH（Frankenhaeuser-Huxley）方程式により記述し、神経活動電位の伝導はケーブル解析により解析した。また神経束表面の電位は内部を容積導体とみなし、均質無限体仮説に基づいて計算した。実際の計測データには測定系からの雑音が含まれているので、モデルにより作成した時系列データに正規雑音を付加することで計測データを模擬した。作成したデータの周波数帯域を制限したり、付加する雑音の振幅を変えたりすることで、様々な条件下の測定データを模擬した。また神経線維や神経束の太さ、神経線維と記録電極との位置関係を変えることで、神経活動電位の記録波形に影響を与える因子について検討を行った。

上記の末梢神経のモデルでは均質無限体仮説に基づいて神経束表面の電位の計算を行っているため、カフ電極のカフの構造が神経束表面の電位分布に与える影響を検討できない。そこでカフ電極のカフの構造がおよぼす影響を調べるために、境界

要素法を用いて神経束表面の電位分布を求めた。

雑音を多く含んだ計測データからの神経活動電位の検出は、上記(2)での検討結果をもとに、wavelet 変換により生成した多重解像度解析を用いて行う方法を考案して評価した。初めに計測データを時間 - スケール(周波数に対応したパラメータ)領域上に展開した。次に、神経活動電位の波形についての情報を有していると思われる展開係数を推定し、それらの展開係数のみを用いて時系列データの再構成を行うことで検出を行った。神経活動電位の波形についての情報を有していると思われる展開係数の推定は、神経活動電位が発生している時刻と波形全体のそれぞれの推定のためにパラメータを設定して行った。

複数の神経線維活動から構成されている時系列データからの単一神経線維活動の推定は、神経活動電位の記録波形に着目して行った。神経線維と記録電極との距離関係などから記録波形の異なる神経活動電位は異なる神経線維上を伝導していると考えられるので、神経活動電位を記録波形が類似した神経活動電位のグループへ分類することで行った。記録波形はベクトルにより表現し、波形間の差異はユークリッド距離により定義した。また分類方法の候補は階層的クラスタ分析により絞り込み、作成した評価関数を用いて最終的な分類方法を決定した。

4 結果

(1) 多チャンネル閉ループ FES 制御手法の開発

フェーズ

実験用多チャンネル閉ループ FES 制御システムの構築

閉ループ制御機能を有する 4 チャンネルの表面電極用 FES システムを構築した。この閉ループ FES 制御システムのプログラムは、Visual C++ Ver.6.0 を用いて Microsoft Windows 上で作成した。刺激パルスは、0~10V の振幅に規格化されたパルスとしてパーソナルコンピュータ上のプログラムで作成され、D/A 変換ボードから出力される。このパルスがアイソレータを通して実際の刺激振幅を有する電流刺激パルスまたは電圧刺激パルスに変換され、表面電極により各筋を双極刺激する。このシステムでは、4 台のアイソレータを用いたため、4 チャンネルのみの刺激が可能である。また、フィードバック情報を取得するため、A/D 変換器からアナログ信号をパーソナルコンピュータへ取り込むことが可能である。構築したシステムでは、実験条件の設定(筋の数、運動の自由度等の設定、筋の名称、関節角度の名称登録など)、筋の入出力特性の測定、制御のための目標軌道の簡易入力(一定角度および正弦波状に変化する 2 つの角度からなる円(楕円)の軌道をマウスによって入力)、実験結果のグラフ表示、Windows 拡張メタファイルへのグラフのエクスポート等を可能にした。また、本研究で進めている閉ループ制御アルゴリズムにおいて、筋・骨格系の入出力特性を部分線形近似し一般化逆行列を求める際に、刺激閾値および最大値の入力を容易にし、入出力特性を部分線形近似する分割数を可変にして行列を自動生成することを可能にした。

フィードバック制御用のセンサとして、2 軸ゴニオメータ(M110、Penny & Giles 社製)を使用した。まず、ゴニオメータの入出力特性(角度 - 電圧特性)を計測し、線形特性を有することを確認した。次に、これを手関節に装着した場合の位置依存性に

ついて検討し、装着の際の前後の位置ずれについては、ほぼ影響がなく、角度と出力が線形に得られることが確認されたが、左右の位置ずれについては、若干の誤差が生じることが明らかとなった。この結果から、実験で使用する場合には、装着位置を明確にし、常に同一個所に装着できるように工夫する必要があることが示された。

制御アルゴリズムの開発

PID 制御器による制御結果の一例を図 4-1、4-2 に示す。本研究で提案したパラメータ決定法により、PID 制御器が十分に追従制御を実現できること、さらに、外乱に対してもすばやい応答が可能であることが確認された。

誤差の評価方法について、成人男女の手関節から指先点までの直線距離が約 18.2cm であることを参考にし、関節角度を 3 次元直交座標系での距離に変換して評価することで、実空間での距離を把握しやすくした。そして、以下の 2 つの指標を用いて評価した。

(I) 平均誤差

$$err = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} \|P_i^{(T)} - P_i^{(M)}\| \quad [\text{cm}]$$

$P_i^{(M)}$ 、 $P_i^{(T)}$ は時刻 i における手先位置ベクトル、目標位置ベクトルである。N は制御時間の最初の 5s (誘導時間) を除いたデータ数である。

(II) 速度の標準偏差

$$SD_v = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} \left\{ \left\| \frac{\Delta P_i^{(M)}}{\Delta t} \right\| - \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} \left\| \frac{\Delta P_j^{(M)}}{\Delta t} \right\| \right\}^2} \quad [\text{cm/sec}]$$

$\Delta P_i^{(M)} = P_i^{(M)} - P_{i-1}^{(M)}$ で、 Δt はサンプリング間隔である。円軌道の場合には目標動作の速度が一定であるので、 SD_v の値が小さければ滑らかな制御が行われていると考えることができる。

健常被験者 5 名について実験を行ったが、適切な制御が行えた 3 名について、疲労による影響を受けた場合や明らかに随意的な力が入ったと思われる結果を除いて、3 回分の結果について上記の指標で評価した。

平均誤差 err は、円軌道の場合、動作速度が遅い場合(周期が 10s、速度が 3.9cm/s)には 0.5 ~ 0.8cm 程度であった。動作速度が比較的速い場合(周期が 3s、速度が 12.9cm/s)でも 1.4 ~ 2.4cm 程度であった。四角軌道の場合でも、応答の遅れや誤差の増加はみられなかった。また、前腕の姿勢が水平方向である場合、つまり、制御器のパラメータを決定するための測定の時の姿勢と異なる姿勢の場合でも、平均誤差が同等であり、良好に制御できていた。一方、速度の標準偏差 SD_v は、目標動作の速度の 1/2 程度と比較的大きな値となっており、速度のばらつきは大きかった。また、同一周期(平均速度が同一)の場合には、重力方向に腕を向けた場合よりも、水平方向に向けた場合の方が速度のばらつきが大きくなる傾向があった。これは水平方向に腕を向けることで重力が影響し、細かい振動等が起こったためと考えられ

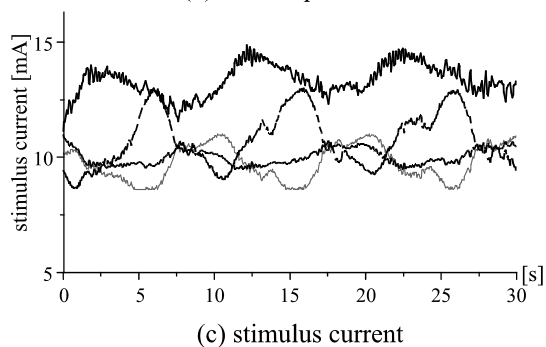
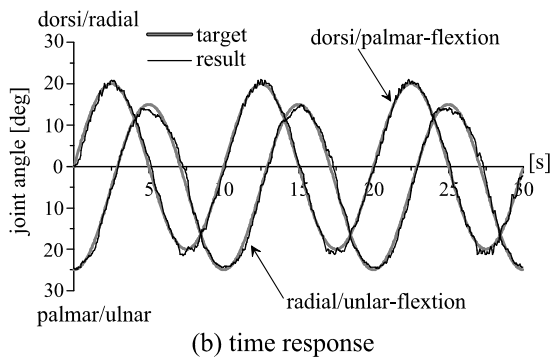
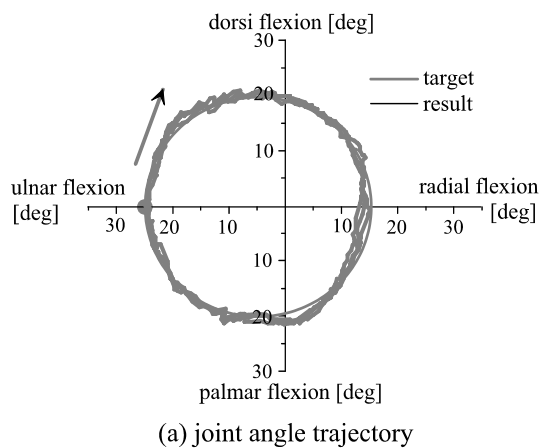


図 4-1 PID 制御器による制御結果 1 (周期 10s の円軌道)

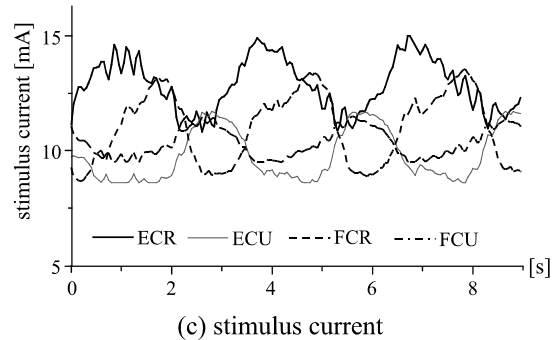
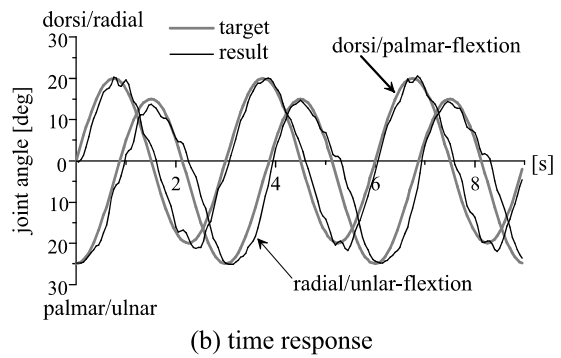
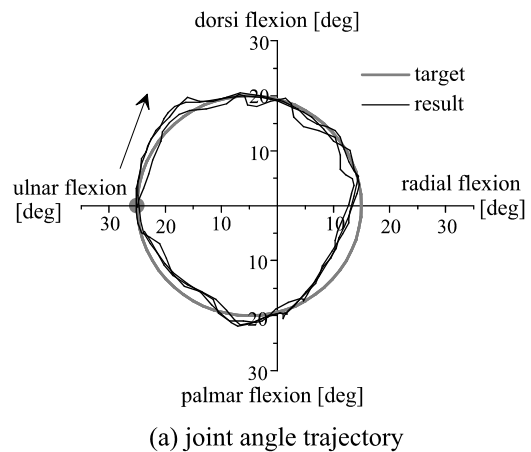


図 4-2 PID 制御器による制御結果 2 (周期 3s の円軌道)

る。

残り 2 名については、制御が不安定になった。この 2 名については、刺激時の関節可動域 (ROM) が十分大きくならなかったこと、筋骨格系の入出力特性が非常に急峻であったことなどが原因であると考えられた。これは、刺激電極が表面電極であるために、筋に選択的に電流を与えることが困難なことや痛みが伴う場合に刺激電流値を十分に確保できないことなども関係する。また、被験者が健常者のために随意的な力が少なからず入ってしまう場合もあった。しかしながら、臨床応用では貫皮的筋内埋め込み電極が用いられること、随意的な力が発生しないことを考慮すると、これらの影響は小さいと考えられる。

フェーズ

実験用多チャンネル閉ループ FES システムの改良

上肢の多関節運動計測システムについては、FASTRAK のトランスミッタの配置により誤差が増加する場合があったが、レシーバとトランスミッタとの相対的な位置関係を考慮しながら検討を繰り返した結果、適切に計測できると思われる配置を実現することができた。手関節 2 自由度運動についてゴニオメータと同時計測を行い、ほぼ同様の結果が得られることを確認した。肩の運動については、その複雑さのために正確な計測は困難であると思われるが、手関節及び肘関節の運動、ならびに前腕の回内外については、十分な精度で計測できると考えられる。次に、FASTRAK を使用した場合、刺激印加と角度計測との同期を取ることが困難であり、また、FASTRAK の計測サンプリング周波数にも制限があることから、パーソナルコンピュータでは刺激振幅データのみを出力し、電気刺激用のパルスモジュレータを製作して刺激パルス列を作成することとした。新たに開発した閉ループ FES 制御システムのブロック図を図 4-3 に示す。

ここで構築した閉ループ FES 制御器の制御能力については、これまでの実験用システムでの制御結果とほぼ同等であることが確認され、また、外乱に対する補償も行えることを確認した。

また、制御の多チャンネル化を推進するために、8 チャンネルアイソレータを製作した。これにともない、刺激装置を使用する際に必要となる刺激テストプログラムを作成し、新たに製作したアイソレータを使用するために制御実験用プログラムを修正した。これまで使用していたアイソレータと新たに製作したアイソレータについて、負荷抵抗を 2k Ω ~ 10k Ω の範囲で変化させて出力を測定し、また、電気刺激による筋骨格系の応答特性を健常被験者で比較した。その結果、新しい刺激装置は定電圧刺激装置としてほぼ十分な性能を有していることを確認し、健常者でのランプ応答、閉ループ制御ともに 2 つのアイソレータでの刺激効果には、基本的に大きな差が見られなかった。なお、以上の閉ループ FES 制御プログラムは、Windows 2000 上で動作するよう修正を行った。

閉ループ FES 制御器の麻痺患者への適用の検討

片麻痺者での制御については、表面電極による制御であり、実験時間も限られていたため、最適な刺激条件を得ることはできなかった。また、手関節の撓屈が電気刺激によりほとんど生じなかったこと、刺激強度を上げると 1 つの筋で反射のような応答が現れたことから撓屈 / 尺屈の制御は十分に行えなかった。しかし、掌屈 / 背屈の制

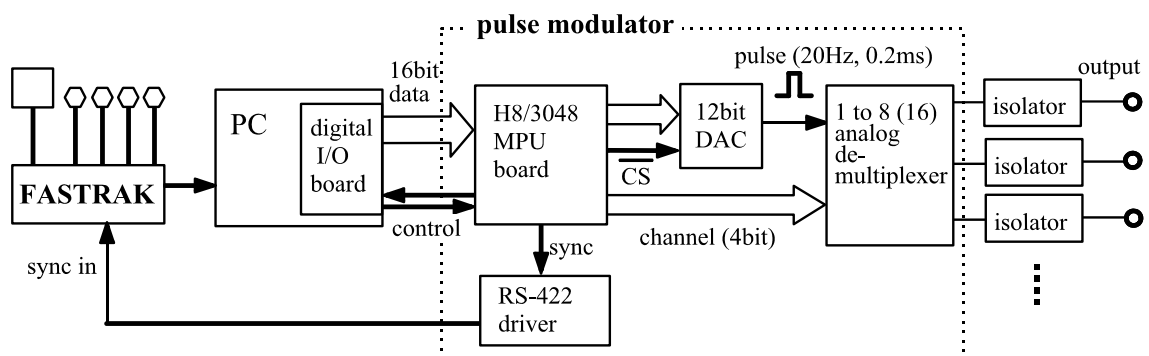


図 4-3 FASTRAK を用いた多チャンネル閉ループ FES システムの概略

御は比較的良好に実現でき、構築したシステムを用いて、簡単なパラメータ調整で、閉ループ制御を行えることを確認できた。

また、同一被験者で追実験を行った結果、これまでの健常被験者での制御結果に比べ、平均誤差、動作速度の標準偏差がともに増加する結果となった。これは、目標軌跡の一部の箇所では追従制御が十分に行えず、軌道からはずれたり、振動が生じたりしたためであった。その他の部分では比較的良好な追従制御が行えていたので、制御器のパラメータを自動的に適切に調整する方法の開発が必要であると考えられた。

閉ループ FES 制御器のパラメータ決定方法の改良

イ PID 制御の有効性の検討

P 制御、PI 制御、PID 制御での比較では、2 つの目標動作において、いずれも PID 制御による結果が最も良かった。追従動作が周期 10s の円軌道という遅い動作速度の場合でも、PI 制御では応答に遅れがみられたことから、PID 制御の有効性が確認された。また、ランプ応答から求まる刺激最小値と最大値を固定し、近似直線を同一にした場合、PID 制御では比較的良好に制御できた場合でも、P 制御、PI 制御では誤差が非常に大きくなる場合があった。つまり、パラメータの微調整は行わない場合、PID 制御器以外の場合には、良好な制御を実現できない場合が多くみられた。これらの結果から判断して、3 つの制御器の中では PID 制御器がもっとも有効であると考えられる。

ロ リアルタイムパラメータ決定法の検討

(イ) ステップ応答によるパラメータ

PID 制御器のパラメータのうち、ステップ応答により決定される部分を刺激強度に応じて切り替えて使用する方法として、刺激強度の大きさを 3 つの領域に分割して検討した。刺激振幅がそのうちの 1 つの範囲内であれば、そのレベルに相当する刺激振幅値によるステップ応答から求めたパラメータを用いた場合がもっとも良い制御を達成できる傾向にあり、したがって、パラメータ切り替え型でも同等の結果になった。しかし、刺激振幅が複数の領域で変化する場合には、固定した制御器パラメータを用いると制御目標によって異なる制御結果となった。一方、パラメータ切り替え型の場合には、パラメータを固定した場合の制御結果の平均的な制御能力になった。これらの結果は、刺激強度に応じてパラメータを切り替えた方が、不適切な制御を生じにくいことを示唆しており、この方法が臨床応用上有効になると考えられる。

(ロ) ランプ応答によるパラメータ

i) 合計 3 名の健常被験者で 2 回ずつ制御を行った結果から、ランプ応答から得られるパラメータを固定した方法での制御では振動が生じても、新しく提案した方法でパラメータをリアルタイムに決定した場合には、振動を抑制できることが確認された。また、追従制御における平均誤差、速度の標準偏差を求めた結果、動作速度が速くなると応答の遅れやオーバーシュートが現れ、平均誤差が増加する傾向がみられたが、その他の目標軌道の場合には同程度が減少する場合もあった。動作速度の標準偏差は、ほとんどの制御で減少しており、特に、これまでの固定パラメータの方法で振動が現れた場合に顕著に減少した。固定

パラメータの方法では、制御中の振動を抑えるためにはランプ応答の近似直線を事前に試行錯誤的に調整する必要があったが、リアルタイムパラメータ決定法では、ランプ応答の直線近似の調整を特に必要とせず、制御動作の振動を抑え、動作を滑らかに再建することが可能になると期待できる。これは、臨床での使用を考えた場合、非常に重要な改善点である。

- ii) 上昇ランプ応答と下降ランプ応答から刺激強度 - 関節角度関係を求めると、異なった特性となることが確認された。このことは、これまでのように単一のランプ応答から PID 制御器のパラメータを決める方法だけでなく、刺激強度を増加させるのか減少させるのかを考慮し、さらに、変化分の大きさも考慮してパラメータを決める方が、実際の筋の電気刺激応答特性を反映できることを示唆する。しかしながら、どの程度まで厳密なパラメータ決定法が臨床上で有効になるかは検討が必要である。

パラメータ固定法（方法 I）、上昇ランプ応答を用いたリアルタイム決定法（方法 II）、下降ランプ応答を用いたリアルタイム決定法（方法 III）で比較を行った結果、方法 III の *err* は、方法 II よりも小さく、パラメータを固定した方法 I と同程度であった。*SDv* については、方法 II を用いた場合が一番小さく、方法 I と方法 III は同程度であった。また、方法 II を用いた場合に見られた応答の遅れやオーバーシュートが、方法 III を用いることにより減少した。これは、下降ランプ応答を用いることで、刺激の最大値付近での制御器のゲインが大きくなったためと考えられる。

以上のように、PID 制御器のパラメータを決定する際に下降ランプ応答を用いることで、リアルタイムパラメータ決定方法でも応答の遅れを生じないことを示す結果を得た。

片麻痺者の歩行再建を対象とする下肢の閉ループ FES 制御手法の検討

平地歩行、階段上り、階段下りの歩行中の筋電図及び関節角度軌跡の同時計測について、健常被験者 5 名で行った結果、各歩行でのばらつきや個人差がみられたが、最大伸展角度や最大屈曲角度はおおむね安定した値であることが確認された。また、最大の伸展及び屈曲角度は、平地歩行、階段上り、階段下りの歩行の種類により異なっていた。関節角度については、異なる歩行について複数の関節角度を計測した報告は見つからなかったが、個別に行われた過去の他の研究報告とほぼ同等であることが確認された。ここでの実験結果を解析し、関節角度軌跡上での制御目標点の候補を抽出した。

(2) フィードバック情報としての筋疲労の検出・評価手法の開発 フェーズ

誘発筋電図（M 波）と筋内局所酸素代謝の利用に関する基礎検討

まず、健常被験者において、安静状態で外側広筋の酸素化率を計測した。プローブの着脱を含め、1 時間間隔で 2 回測定した結果、いずれも 60 ~ 70% 付近を緩やか

に変動し、ほぼ安定であることが確認された。

次に、健常被験者で測定した電気刺激による等尺性条件下での筋張力は2分程度で大きく減少し、その後緩やかに減少を続けた。一方、酸素化率は、刺激開始直後に急峻に減少した後、すばやく安静時の値に近づき、その後は緩やかに上昇した。この結果から、筋の最大張力が得られた時刻から刺激終了時までの筋張力と酸素化率の相関係数を求めたところ、両被験者のすべての測定結果において0.9以上の相関係数が得られた。しかし、酸素化率の測定において、時間遅れがあるため、刺激開始直後では相関が低くなった。また、随意に最大筋張力を発生させた場合の酸素化率も、電気刺激を行った場合と同様の経時変化を示すことが確認された。これらの結果から、酸素化率を計測することによって、筋疲労を筋張力の低下として検出することが可能であることが示唆された。

一方、M波についても、その振幅値と筋張力との間に相関関係がみられた。しかしながら、刺激時間が3分を超えると、筋張力が低下し続けるにもかかわらず、M波振幅が増加する場合があった。

以上の結果から、どちらか一方の方法を用いるだけでなく、複数の手法を組み合わせることによって、筋疲労のより良い検出と評価が可能になると考えられる。

酸素消費速度の利用

健常男性1名で、電気刺激中の酸素化率、酸素消費速度、発生トルクを等尺性条件下で計測した。図4-4に測定結果の一例を示す。酸素化率と酸素消費速度は発生トルクに比較的追従しているが、酸素化率は応答に遅れがあり、時刻60sで刺激振幅が0になる場合でも緩やかに変化している。また、刺激振幅の変化が比較的小さく、発生トルクに変化が生じていない場合でも酸素化率には変化がみられる。一方、酸素消費速度は、酸素化率に比べ発生トルクに対する追従性が良くなっていることが確認された。また、酸素消費速度の最大値は約 $90[\mu\text{l}/100\text{g}/\text{s}]$ であった。最大随意活動時の酸素消費速度の生理学的標準値は約 $66\sim 99[\mu\text{l}/100\text{g}/\text{s}]$ であることから、本法により得られた結果は妥当な値を示しているといえる。

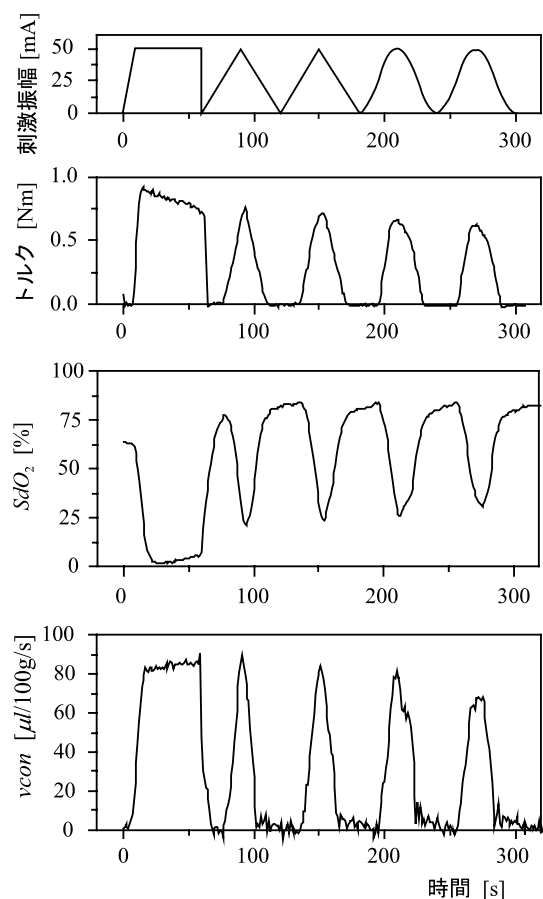


図4-4 酸素消費速度 (v_{con}) の経時変化の計測結果の一例。上段から刺激振幅の包絡線、発生トルク、酸素化率、酸素消費速度を示す。

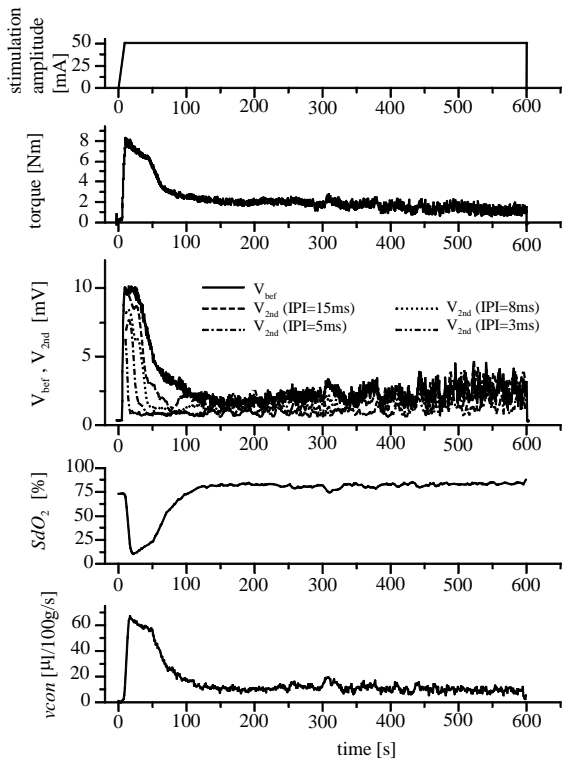


図 4-5 長時間一定刺激中の測定結果の例

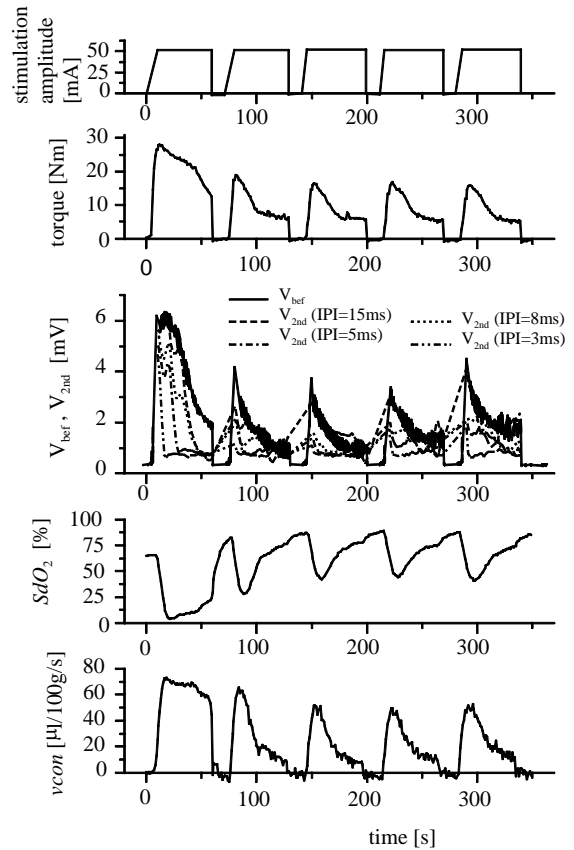


図 4-6 短時間の刺激を繰り返した場合の測定結果の例

誘発筋電図(M波)、酸素化率、酸素消費速度による筋疲労評価の検討

イ 筋張力の推定

誘発筋電図(M波)、酸素化率、酸素消費速度を同時に計測し、筋疲労評価への応用について検討した。長時間一定刺激の場合、短期刺激の繰り返しの場合の測定結果の一例を図 4-5、4-6 に示す。M 波は、ダブルパルスの直前の刺激による M 波振幅のピークピーク値 (V_{bef}) とダブルパルスの第 2 パルスによる M 波の振幅値 (V_{2nd}) を求めた。

長時間一定刺激の場合には、 V_{bef} と酸素消費速度はトルクに対してある程度の追従を示したが、酸素化率については、刺激開始初期にトルクの変化に対して遅れがみられた。一方、150s を経過した付近から V_{bef} がトルクの変化に対し過大に増減する場合があった。3 名の被験者の 4 回の測定結果から、各指標とトルクとの相関係数を刺激の全期間について求めたところ、すべての指標において平均で 0.8 以上の高い値が得られた。また、ダブルパルスの第 2 パルスによる M 波の振幅値 (V_{2nd}) については、これまでと同様に、 V_{bef} よりも早期に減少し、ダブルパルスのパルス間隔を小さくするとさらに早期に減少する結果を得ることができ、異なる被験者での再現性を確認できた。

短期刺激の繰り返しでは、1 回目の刺激と 2 回目以降の刺激とで異なる応答が観測された。トルク及び全ての指標は、1 回目の刺激では最大に達した後緩やかに減少したが、2 回目以降は最大に達するとすぐに大きく減少した、また、 V_{bef} は、1 回目の刺激のときにはトルクが最大に達する時刻に対して 10s ほど遅れて最大値に達

していたが、2 回目以降は、トルクが最大になる前に最大値に達していた。酸素消費速度も 1 回目は 7s ほど遅れていたが、その後は 3s 以内の遅れとなっていた。これに対し酸素化率は、最大に達する時刻は 2 回目以降遅れが小さくなったものの、他の指標に比べて遅れは大きかった。V_{2nd} については、繰り返し刺激を行った場合でもダブルパルスのパルス間隔に応じて振幅の減少がみられた。各指標とトルクとの相関係数は、全刺激時間においては、4 回の実験の平均で、酸素化率を除いて 0.8 以上の値が得られた。60s の各刺激においては、V_{bef} がもっとも高い相関係数を示し、次いで酸素消費速度、酸素化率となった。酸素化率は、1 回目の刺激の時に平均で 0.7 程度と他に比べ小さかった。

以上の結果から、M 波は、比較的短時間刺激での評価に有効であり、酸素消費速度は、長時間刺激を継続した場合でも、安定に筋疲労を評価可能になることが予想された。そこで、筋疲労を筋張力の低下により評価することを考え、M 波及び酸素消費速度を用いて、発生筋張力の推定可能性を検討した。ここでは、等尺性条件下での筋張力をトルクとして計測した。それを最大値で規格化し、各パラメータを用いて次式の線形近似を適用し、近似結果の比較を行った。また、定量的な評価を行うために、比較的長時間の一定刺激強度の電気刺激の場合に着目した。

$$NT_1(t) = \frac{V_{pp}(t)}{V_{ppMAX}} \cdot a_1 + a_2 \quad (4-1)$$

$$NT_2(t) = \frac{vcon(t)}{vconMAX} \cdot b_1 + b_2 \quad (4-2)$$

NT₁(t)、NT₂(t)は時刻 *t* での M 波振幅値及び酸素消費速度で近似した規格化トルクを示す。V_{pp}(t)、V_{ppMAX} は時刻 *t* での M 波の振幅のピークピーク値及びその最大値であり、vcon(t)、vcon_{MAX} は時刻 *t* での酸素消費速度及びその最大値である。a₁、a₂、b₁、b₂ は定数であり、測定した規格化トルクを最小二乗法を用いて(4-1)、(4-2)式で近似して求めた。

次に、M 波振幅値と酸素消費速度を組み合わせることを考え、上記の NT₁、NT₂ を用いて、次式によりトルクの近似値を求めた。

$$NT = NT_1 \cdot \alpha(t) + NT_2 \cdot \beta(t) \quad (4-3)$$

$$\begin{cases} \alpha(t) = 1 & t < T_1 \\ \alpha(t) = (T_2 - t)/(T_2 - T_1) & T_1 \leq t \leq T_2 \\ \alpha(t) = 0 & t > T_2 \end{cases}$$

$$\beta(t) = 1 - \alpha(t)$$

α(t)は NT₁ の NT への寄与率、β(t)は NT₂ の NT への寄与率を表す(図 4-7)。各寄与率は、測定した筋トルクを(4-3)式で近似する場合に、誤差が最小になるように準ニュートン法による最適化手法を用いて T₁、T₂ を求めて決定した。

図 4-8 に測定した規格化トルクと近似

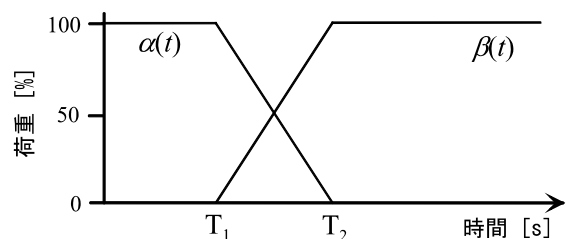


図 4-7 近似トルク NT に対する NT₁ と NT₂ の寄与率。α(t)、β(t)はそれぞれ NT₁、NT₂ の NT への寄与率を表す。

トルクを示す。NT₁では300s付近までは比較的良く測定したトルクを近似できているが、その後刺激を継続すると変動が激しくなっていることがわかる(図4-8(a))。また、ときには、トルクが単調に低下している場合でもM波振幅値が若干増加することもあった。一方、NT₂では刺激開始初期に大きな誤差を示しているが200s以降は測定したトルクを良く近似できていることを確認できる(図4-8(b))。また、NT₂では長時間刺激を継続してもNT₁のような変動を示さないことがわかる。刺激開始後比較的早い時刻から数分の間にかけてNT₁とNT₂の両方を用いてトルクを近似した場合、誤差が小さくなり、かつ安定なトルクの近似を行うことができた。この結果はすべての被験者で同様であった。

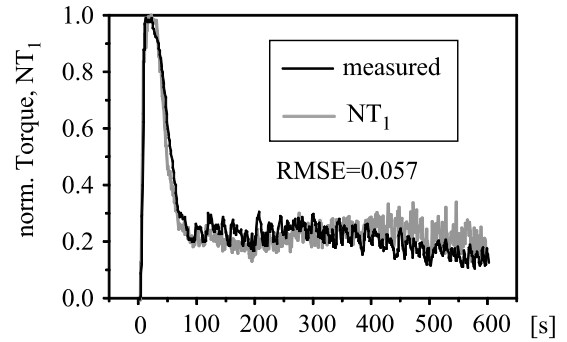
ここで、それぞれの近似結果を比較するために、NT₁、NT₂、及びNTの各近似値について、規格化トルクとのRMS誤差を次式により求めた。

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\hat{\tau}(i) - \tau_a(i))^2} \times 100[\%]$$

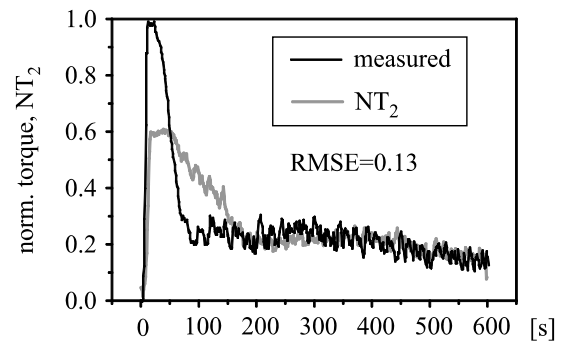
$\hat{\tau}(i)$ は測定した規格化トルクで、 $\tau_a(i)$ はその近似値を意味する。 i はサンプル番号(刺激開始からの経過時間に相当する)で N が総サンプル数である。NT₁、NT₂については、0-200s、200-600s、0-600sの区間で近似を行い、それぞれの場合について該当区間ごとにRMS誤差を求めた。NTについては、0-600sの区間でトルクの近似を行い、RMS誤差を求めた。この結果を表4-1に示す。表内の数値は、各被験者ごとの4回の実験結果の平均値及び標準偏差を示す。

NT₁については、0-600sの区間での近似では、0-200sの場合よりも誤差が少し大きくなり、(4-1)式での近似が適用しにくくなっていることがわかる。一方、NT₂については、0-200sでの近似では誤差が大きく、200-600sでの近似ではNT₁よりも若干小さくなっている。0-600sの区間で近似したNTと測定した規格化トルクとのRMS誤差については、NT₁、NT₂の場合と比較すると、NTの誤差が小さくなっている。

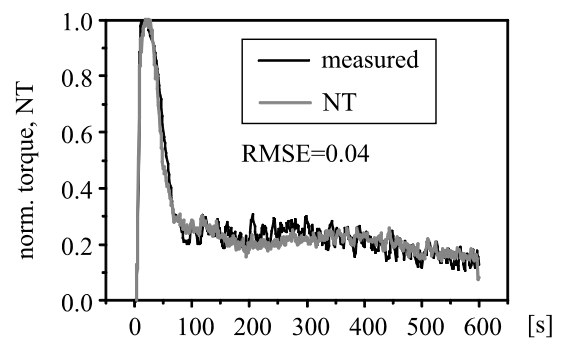
これより、NT₁のみを用いた場合でも比較的良い評価を行える可能性があること



(a)



(b)



(c)

図4-8 等尺性条件下での電気刺激による筋の発生トルクの近似の例

表 4-1 NT₁、 NT₂ and NT の RMS 誤差

	近似区間	Subj. A	Subj. B	Subj. C	ALL
NT ₁	0-200s	5.7 ± 0.7	6.3 ± 2.0	10.7 ± 2.4	7.6 ± 2.9
	200-600s	5.0 ± 0.5	5.2 ± 1.4	5.0 ± 0.9	5.1 ± 0.9
	0-600s	7.3 ± 0.6	7.9 ± 1.5	12.2 ± 2.2	9.1 ± 2.7
NT ₂	0-200s	15.6 ± 5.6	16.1 ± 3.9	14.9 ± 1.1	15.5 ± 3.6
	200-600s	4.2 ± 0.6	4.0 ± 1.0	4.8 ± 1.5	4.3 ± 1.1
	0-600s	10.1 ± 2.8	10.3 ± 1.8	10.7 ± 0.6	10.4 ± 1.8
NT	0-600s	4.7 ± 0.1	5.4 ± 1.1	8.9 ± 0.3	6.3 ± 2.0

が確認されるが、NT₁ と NT₂ を組み合わせた NT を用いることによって、長時間にわたり、等尺性トルクを近似できていることがわかり、したがって、筋の疲労度を推定する指標を実現可能になると期待される。

□ ダブルパルスによる筋疲労評価

ダブルパルスに関連した M 波を利用した筋疲労の定量的評価方法を検討した。ダブルパルスの第 2 パルスによる M 波は、ダブルパルスによる M 波から、ダブルパルスの直前の刺激パルスによる M 波を減算することにより求めた。

n 種類の IPI を含む刺激パルス列により得られたダブルパルスの第 2 パルスによる M 波のピークピーク値 (V_{2nd}) を用いて、次式により筋疲労に関する指標 $FI_{2nd}(t)$ を求めた。

$$FI_{2nd}(t) = 1 - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \{\hat{V}_{2nd}^i(t)\}^2$$

ここで、 i は IPI の種類を表し、 $\hat{V}_{2nd}^i(t)$ はある IPI での V_{2nd} をその最大値で規格化したものである。ある時刻でのダブルパルスは 1 つであるので、その時刻付近での他の IPI のダブルパルスによる V_{2nd} を同一時刻のものとして計算した。 $FI_{2nd}=0$ の場合は、筋疲労が生じていない状態で、 $FI_{2nd}=1$ の場合は筋疲労が最大に生じていることを示す。

3 種類の IPI (3ms、5ms、10ms) により得られたダブルパルスの第 2 パルスによる M 波の振幅の V_{2nd} を用いて、筋の疲労度を表す指標 $FI_{2nd}(t)$ を求めた。この結果の一例を図 4-9 に示す。また、この図には、過去の報告をもとに次式で求めた各時刻での疲労指数 (FI) も示した。

$$FI(t) = \frac{\tau_{max} - \tau_m(t)}{\tau_{max}}$$

τ_{max} は最大筋張力で、 $\tau_m(t)$ は時刻 t での測定筋張力である。

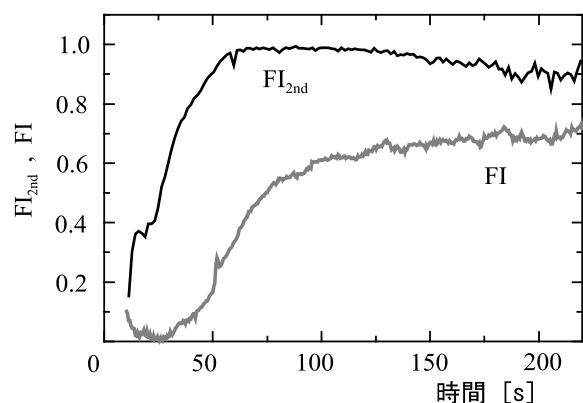


図 4-9 ダブルパルスの第 2 パルスによる M 波を用いた筋の疲労度を表す指標 (FI_{2nd}) と従来の方法による評価指標 (FI) の経時変化の一例

全ての測定結果で、刺激開始直後から FI_{2nd} が徐々に増加した。筋張力の減少の様子は 70~80s を境に異なって観測され、その時刻の前では筋張力が大きく減少した。4名の被験者で、 $FI_{2nd}=0$ 。8 になる時刻は 39。9~51。7s (44。2±4。84s) で、そのときの FI は 0。049~0。261 (0。144±0。08) であった。このように、 FI が小さい時 (筋張力が大きく減少する前) から FI_{2nd} は大きな値を示した。このことから、 FI では検出できない早期の疲労を推定することが可能になることを期待できる。また、 FI では検出が遅れがちな筋張力の急激な低下に関連した情報を得ることも可能になるといえる。

その他の筋疲労評価のパラメータの検討

イ ダブルパルスによる M 波のパラメータ

振幅のピークピーク値 (V_{pp}) は、過去に我々の実験で得られた結果と同様に IPI が短いほど小さく、筋張力の減少とともに IPI が短いほど早く減少した。潜時 (La)、正のピークと負のピークの時間差 (T_{pp}) は IPI が短いほど長く、筋張力の減少とともに増加した。また、伝導速度 (V_c) は IPI が短いほど小さく、筋張力の減少とともに減少した。これらの結果は全被験者で同様な傾向を示した。 La 、 V_c の解析結果は、短い IPI での M 波ほど遅筋線維に近い性質を持った筋によるものであることを示唆する結果であった。しかし、 V_{pp} の解析結果では、短い IPI で発火する筋ほど神経・筋系の興奮性の低下が早く生じており、耐疲労性が低い速筋線維に近い性質を示した。これらは相反する結果であり、更なる検討が必要である。また、筋張力と M 波の各指標との相関係数を求めたところ、 V_{pp} との間の相関が最も大きいことが確認され、 V_{pp} が筋疲労評価に有効な指標であることが示唆された。

ロ ダブルパルスの利用のための基礎検討

(イ) 第 1 の実験では、刺激電流が閾値を越えると振幅情報は急激に増加した後線形に増加する傾向がみられたが、時間情報については明確な変化はみられなかった。M 波の特徴量と筋の発生トルクとの相関係数を求めたところ、振幅情報の方が高い値となった。筋疲労発生後には、M 波が発生する刺激閾値が上昇し、閾値を越えた後の M 波振幅の急激な増加は見られなかった。また、時間情報については、特に変化が見られなかった。

第 2 の実験では、第 1 の実験結果に基づき、振幅情報により検討した。M 波振幅は、どの刺激電流値でもパルス間隔 (PI) の短いものから先に減少し始め、また、 PI が短いほど振幅が大きく低下するまでの時間に対する刺激振幅の依存性が小さかった。筋疲労後は、小振幅では M 波は誘発されなかった。M 波振幅の低下は、 PI が小さい方が早かったが、大きく低下するまでの時間の刺激振幅依存性は PI によらず特にみられなかった。

以上の実験では、筋疲労後には、M 波が生じる刺激閾値が上昇し、刺激の増加に伴う M 波の振幅変化も小さくなった。これは、発火閾値が低く疲労しやすい速筋線維が、小振幅刺激での M 波に大きく関与していることを示唆するといえる。

(ロ) 単一パルスによる M 波の振幅値に対するダブルパルスの第 2 パルスによる M 波の振幅値の割合、第 2 パルスによる M 波の正と負の peak の時間差と伝導速度を求めた。逆サイズ原理に従っていると仮定すると、速筋線維の方が不応期が短いことを示唆する結果が得られた。また、peak 間での時間差や伝導速度からも同

様のことが示唆されたが、筋線維の種類の違いよりも筋線維の興奮性が影響したことを示唆する結果も得られたので、さらに検討が必要である。

- (ハ) 筋張力が最大となる時刻と各指標が最大(または最小)となる時刻とを比較した。その結果、正と負のピークの時間間隔と平均周波数は、筋張力からの遅れがなく、むしろ筋張力が最大となる時刻よりも早くに最大(または最小)になった。また、筋張力の最大減少時刻と各パラメータの最大減少(または最大増加)時刻とを比較した結果、すべてのパラメータで筋張力の最大減少時刻よりも早期に最大変化時刻が得られた。これらの結果から、筋張力変化の早期検出に関して、正と負のピークの時間間隔や平均周波数が有効になることが示唆された。

M 波振幅値による筋張力推定の有効性を検討するため、次式により近似誤差を求めた。

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (F(i) - \hat{F}(i))^2} \times 100 [\%]$$

ただし、 $F(i)$ 、 $\hat{F}(i)$ はそれぞれ、正規化した筋張力の実測値、M 波により近似した正規化した筋張力である。被験者ごとに(3-7)式、(3-8)式による近似誤差の平均を求めた結果、被験者 A でそれぞれ 6.2 ± 1.4%、11.8 ± 5.0%、被験者 B で 3.2 ± 1.2%、6.0 ± 1.0%、被験者 C で 6.0 ± 2.6%、11.2 ± 5.5% となり、ダブルパルスによる M 波を用いた(3-7)式による場合の近似誤差が単一パルスのみによる場合の誤差よりも小さくなり、ダブルパルスによる M 波を筋張力推定において利用することの有効性が確認された。また、各 M 波に対する(3-8)式の係数は、速筋と思われる不応期の短い筋線維に対するものが遅筋と思われる不応期の長い筋線維に対するものより大きい傾向があり、筋線維の種類毎に係数を変えた方が有効であるとも示唆された。

(3) フィードバック情報への応用のための神経情報の取得方法の開発 フェーズ

神経活動電位の計測と個々の神経線維活動の定量的推定方法の検討

イ 基礎実験

2チャンネルの計測が可能なカフ電極を製作し、総腓骨神経、脛骨神経から両チャンネルで神経活動電位を計測することに成功した。これにより、カフ電極を用いた場合でも、神経活動電位を再現性良く、安定して計測できることを確認した。

電気刺激により神経活動を誘発した場合には、刺激強度の増加と共に、活動電位の振幅も増加した。これを、前述の分類法を用いて自動的に分類を行った結果、発生した活動電位の90%以上を認識できたが、10段階の刺激強度に対して、S/N比の違いによって5~7グループに分類された。実験者の目視による判断でも、6~8グループにしか分類できなかったこと、従来の評価関数ではS/N比が悪い場合には2グループ程度にしか分類できなかったことを考えると、本研究で提案した評価関数は、従来の手法に比べ、客観的に、かつ自動的に分類する手法として優れていることが示唆された。また、足指の屈曲・伸展を行って誘発した場合にも、分類されたグループの数は異なったが、目視による分類と同様の結果が得ら

れた。

上記で計測した信号の周波数帯域が神経活動電位のものに比べて低周波数域を多く含んでいることや振幅が 0.1mV を超えていること、及び、記録波形の発火パターンなどから、計測した信号には筋活動電位が混入した可能性があることが考えられた。そこで、これまでの実験で記録した波形に対し、ハイパスフィルタを通して 500Hz 以上の周波数帯域に制限する処理を行った。その結果、他の研究グループから報告されている神経活動電位波形に類似した信号が得られることを確認できた。

ロ 求心性信号の計測と推定に関する検討

- i) 2 個のカフ電極を用いて行った遠心性信号と求心性信号を識別することの実験では、各々のカフ電極から計測された信号を対応付けることが困難であり、遠心性信号と求心性信号の明確な分離はできなかった。しかし、2 個のカフ電極の間で神経束を切断することによって、振幅の大きな信号は計測されなくなったことから、これまで計測されていた振幅の大きな信号は筋電信号ではなく、反射による遠心性の信号であることが確認された。
- ii) 神経束を切断する前は、脊髄反射により誘発されたとされる振幅のかなり大きな活動電位が計測された。足底の皮膚感覚刺激時には、明確な活動電位を検出することはできなかったが、オーディオモニタからは、皮膚感覚刺激に同期した出力を確認することができた。神経線維束を切断した後は、振幅の非常に小さな活動電位のみが計測され、それまで観察されていた大振幅の活動電位が計測されなくなった。また、低振幅ではあるが、足指の伸展刺激に同期して、神経活動電位の発生を確認できた。しかし、皮膚感覚刺激に対しては、オーディオモニタでは刺激に同期した活動を確認できたが、視覚的には確認できなかった。実験での雑音は、3kHz の帯域で数 μ Vpp 程度であったので、皮膚感覚に関する神経の信号が、かなり低レベルであるために視覚的に検出できなかったと予想された。カフ電極とワイヤ電極を用いて神経線維束の内部と外部から同時計測した場合には、足指の伸展刺激に対して、ワイヤ電極から明確な活動電位を確認することができ、カフ電極でもそれに同期した活動電位を計測することができた。この場合、ワイヤ電極を用いた時、つまり内部から計測した時の方が信号対雑音比良く信号を記録できた。しかし皮膚感覚刺激を与えた場合には、ワイヤ電極からは神経活動電位と思われる信号を計測することはできなかった。このとき、カフ電極からは、オーディオモニタにより皮膚感覚刺激に同期した信号を確認できた。以上のように、カフ電極を用いた場合でも、筋紡錘の活動に関連した情報を取得することが可能であることを確認でき、さらに、何らかの信号処理を行うことによって、皮膚感覚刺激に関する情報を取得することも可能になることが示唆された。一方、ワイヤ電極を用いた場合には、複数種類の神経活動を取得することが難しい場合があることも示唆された。

神経活動電位の分類は、比較的信号対雑音比良く計測されたデータを用いて行った。その結果、目視による分類結果からみてもほぼ妥当と思われる分類結果を得ることができた。しかし神経活動電位の波形は基本的にはどれも良く似

ているため、解析に用いるデータの数が変わると分類されるグループの数が大きく変わる場合もあった。これは記録波形を特徴づけている空間内でのクラスターの構造が比較的不安定であるためと思われる。クラスターの構造がより安定するような波形の特徴化の方法について検討する必要があると思われる。

雑音の多い信号から活動電位を検出する方法の検討

離散フーリエ変換の手法を用いて特定の周波数成分のみを強調することにより、雑音の多い測定データから活動電位の検出を行うことが比較的容易になった。しかし、この手法では神経活動電位の記録波形の周波数成分を精度良く把握することが必要であり、また、記録波形と同じ周波数成分を持った雑音については対処できない。さらに、実時間処理を行うことを考えると窓関数を用いる必要があるが、フーリエ変換では窓関数の大きさを周波数ごとに適切に設定することは困難である。時間 - 周波数領域での分解能を考えると、窓にはガボールのフィルタを用いるのが良いと思われるが、パラメータの設定が困難である。ハミング窓など一般的に用いられている窓関数と比べ、計算量も多く実時間処理には向かないと思われる。そのため、今後は基底関数を \sin や \cos のようなサポート範囲が無限大のものではなく、コンパクトサポートを持つ関数群の中から決定し、それを用いた解析方法を検討する必要があると考えられる。

計算機シミュレーションによる提案手法の評価

作成した末梢神経のモデルを用いて、神経活動電位の記録波形に影響を与える因子について検討した結果、ランビエノードと記録電極の位置関係など、従来考えられていた神経線維の太さや神経線維と記録電極との距離以外の因子も影響を与えることが明らかになった。これにより細胞膜の性質や神経線維の直径が類似した線維が神経束の中で近接して存在していても、ランビエノードと記録電極の位置関係が異なれば神経活動電位の記録波形に着目することでそれらの活動を区別できる可能性が示唆された。

また境界要素法を用いた検討の結果、信号対雑音比良く計測を行うためにはカフと神経束の間に電流が流れにくくなるようにカフ電極を設計する必要があることが示唆された。

神経活動電位の検出については、一般的に用いられているような振幅値に基づいて検出を行う方法と比べて信号対雑音比がより低い場合も検出が行え、wavelet 変換を用いた雑音除去法の一つである de-noising 法よりも波形の歪みが小さいことを確認した。

単一神経線維活動の推定については、従来法よりも雑音の影響を受けにくいことをモデルシミュレーションを用いた評価により確認した。またカフ電極を用いて実際に計測したデータに本手法を適用したところ、目視による観察からも妥当と思われる分類結果が得られた。

5 まとめ

本研究課題では、インテリジェント FES システムの基盤技術の開発として、閉ループ FES 制御手法、フィードバック情報としての筋疲労を検出・評価する方法、FES 制御へ

応用するための神経情報の取得方法の開発を行った。

閉ループ FES 制御手法については、実験用多チャンネル閉ループ FES システムを開発した。また、制御アルゴリズムとして、多関節の多自由度運動を複数の筋を電気刺激して制御する PID 制御器とそのパラメータ決定方法を開発した。制御アルゴリズムは、原理的な有効性は実験的に証明され、基盤技術としては確立できたといえる。しかしながら、臨床で実用的に使用していくためには改善点が残されており、本研究においてもいくつかの点で実用化を考慮した検討を行ったが解決されてはいない。ところで、他のグループの閉ループ FES 制御の研究の多くは、制御対象を比較的簡単な系に限定しており、ほとんどが 1 自由度の運動の制御であり、我々が開発したような 2 自由度の運動を有する関節での 4 筋の制御といったことは行われていないようである。本プロジェクトで行ってきた研究は、実用上必要な手法の開発であり、他の研究機関では行っていない複雑な対象の制御法の研究開発である。また、本プロジェクトでは研究課題として採用されていないが、閉ループ制御を行うためには、目標動作を記述する関節軌道などが必要になる。これをどのようにシステムに与えるかといったインターフェイスに関する研究は、これまでにほとんど行われていない。これも臨床応用上の重要な課題である。

筋疲労を検出・評価する方法については、非侵襲的な方法に着目し、誘発筋電図 (M 波) を利用すること、近赤外光により計測する筋内の局所酸素代謝を利用することを検討した。まず、一定電気刺激中において、M 波の振幅値、酸素化率が発生トルクと相関が高いことを確認し、M 波や筋内局所酸素代謝の利用可能性を示した。そして、筋内局所酸素代謝を表す指標として、酸素消費速度を採用し、その推定方法を提案した。これについても、等尺性トルクとの相関が高いことを示し、長時間刺激を継続した場合でも、安定に筋疲労を評価可能になることを示唆する結果を得た。近赤外光により筋内の局所酸素代謝を計測することによって、筋疲労を推定することの可能性が示された点は、本研究による新しい成果である。

M 波振幅値や酸素消費速度で、発生トルクを近似した結果、刺激初期では M 波が、刺激を長時間継続した場合には酸素消費速度が、発生トルクを良く近似できることを示した。これらを組み合わせることで、長時間の電気刺激を行った場合でも発生トルクの良い近似が得られた。これらの結果は、M 波振幅値や酸素消費速度が、筋疲労による筋張力の低下を推定する際に有用になることを示唆する。また、M 波を利用した筋疲労評価に関しては、異なる IPI でのダブルパルスにより誘発された M 波が、異なった時間変化を示すことも明らかにした。これは、異なる IPI でのダブルパルスで計測された M 波に含まれる運動単位の活動が異なるためと考えられ、異なる運動単位の疲労を評価する際に有効になるであろう。一方、M 波から得られるいくつかの指標について、筋疲労評価に関する応用を検討したが、振幅値情報がもっとも有効であると考えられ、新しい評価パラメータの導出には至らなかった。

本プロジェクトでは、等尺性条件に限定して検討を行ったが、筋疲労を筋張力の低下と考え、M 波や酸素消費速度から筋張力を推定する方法の実現可能性を示す結果を得たことから、これらの方法が筋疲労の検出・評価手法の基盤技術になると期待される。実用的な臨床での利用のためには、関節運動を伴う場合の計測、電気刺激により疲労した後の回復過程での計測、さらに、麻痺患者での評価などを行う必要がある。また、酸素

消費速度やダブルパルスによる M 波に含まれる情報の詳細な検討が必要であろう。

神経情報の取得方法の開発については、最初に、末梢神経からの神経活動電位の計測について検討した。求心性神経の活動電位の計測について家兎での実験で検討した結果、急性実験においては、記録電極にカフ電極を用いることにより、再現性良く安定して神経活動電位を計測することができた。電極の構造・配置を含めた測定系について検討し、長期間にわたり安定した信号計測をできるようにすることが望まれる。また、カフ電極で S/N 良く計測できる信号は、反射によると思われる遠心性神経の活動電位と筋紡錘からの神経線維によると思われる活動電位であることが確認された。皮膚感覚に関連する神経活動電位については、高い S/N で計測することは困難であったが、その検出可能性は確認された。

また、複数の神経線維活動から構成されている時系列データから単一神経線維活動を推定する方法を提案し、電気刺激により誘発した神経活動電位や、足部の機械的刺激による神経活動電位を家兎の末梢神経で計測し、それらの記録信号に適用し分類を行った。その結果、計測した神経活動電位を波形の差異に基づいて定量的に分類を行うこともできた。波形情報だけでなく、発火頻度などから情報を取得する方法や、多チャンネルのデータを用いて分類を行う方法についても検討することが課題である。その他にも、雑音を多く含んだ記録データから神経活動電位の検出を行う方法を確立した。これらの信号分類手法や信号検出手法については、末梢神経のモデルを作成し、これらの解析手法の有効性をシミュレーションを用いて評価し、過去の方法に比べその有効性を確認した。

末梢神経から得られる情報を FES 制御に利用する場合には、感覚系の情報を取得することが一般的である。このような研究は近年多くみられるようになり、世界的に注目されている研究課題の一つになってきている。しかしながら、それらの研究の多くは、複数の感覚単位の活動の包絡線や瞬時頻度などから感覚情報を推定するものであり、個々の感覚単位の活動の推定を行うような方法はあまり検討されていないようである。一方、生体の神経系の機能解明などを目的として、工学的技術を応用しつつ記録波形の差異に基づいて神経活動を分類することは古くから行われており、基本的な考え方は過去に提案された方法との間に違いはないようである。しかし、分類を行うことは容易ではなく、これまでに提案されてきた方法の多くは解析者がパラメータの設定を行うもので、解析結果が解析者の主観に左右されかねないという問題がみられる。本プロジェクトでは実用的な情報の取得法が必要であるので、個々の感覚単位の活動を推定するために、高精度で、自動的、定量的な分類を行う方法を確立した。末梢神経から取得した神経情報を用いて FES の閉ループ制御を行うことを想定した場合は、全ての処理を実時間内で実行する必要があるため、実時間で処理を行うシステムの開発が課題としてあげられる。また、これまでの計測は麻酔下の家兎を用いて急性実験により行い、シミュレーションに用いたデータも急性実験により得られたデータに合わせて作成していたので、覚醒下の動物に慢性的にカフ電極を埋め込んだ時、そこから得られたデータに対して本研究で提案した手法がどの程度有効なのかを検討する必要がある。これらの神経情報取得に関する技術は、すぐに臨床応用することは難しいが、将来の FES 制御に関する基盤技術になると期待される。

4 フェーズ の取り組み予定

多チャンネル閉ループ FES システムの実用化を目指して、フェーズ II で行ってきた PID 制御器のパラメータの決定方法の改良を進める。また、複数の関節やより多くの筋を含む閉ループ制御の検討を進める。一方、フェーズ II で検討を開始した下肢の閉ループ FES 制御手法である cycle-to-cycle 制御について、臨床適用を目指して、制御方法の確立を目指す。